

Osteogénesis terapéutica en cirugía del raquis. Bases científicas de la artrodesis vertebral. I: fundamentos biomecánicos

E. Guerado Parra

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Costa del Sol. Departamento de Cirugía. Universidad de Málaga. Marbella. Málaga.

Introducción. En este artículo se trata del éxito o fracaso de la artrodesis, más que del éxito o fracaso de la intervención quirúrgica. El logro del éxito en una artrodesis (fusión de los niveles artrodesados) no implica el éxito de la intervención. El paciente puede tener fusionados perfectamente los segmentos deseados, pero no resuelto su problema.

Biomecánica del raquis con respecto a la osteosíntesis. En relación con los principios de las osteosíntesis, los cuerpos vertebrales y disco soportan la compresión; junto con los ligamentos vertebral común anterior y posterior tienen un efecto de tirante sobre los arcos neurales, las articulaciones facetarias tienen un efecto de neutralización, y los ligamentos amarillo e interespinoso de tirante con absorción de la tracción posterior.

Sistema de instrumentación del raquis. Las técnicas de instrumentación están actualmente muy difundidas en cualquier Servicio de Cirugía Ortopédica o Neurocirugía, con un consiguiente aumento de costes en el tratamiento y una gran variedad de tipos de instrumentación, si bien las más frecuentes son los sistemas transpediculares en la artrodesis posterolateral y los sistemas intersomáticos mediante placas o barras con injertos en el lugar de artrodesis y, en menor medida, las cajas intersomáticas, que se pueden introducir por vía anterior o posterior.

Conclusiones. Las bases biomecánicas contenidas en este trabajo están sometidas a discusión. «El resultado del meta-análisis soporta la impresión clínica de que en el tratamiento de la espondilolistesis lumbar degenerativa la fusión espinal aumenta la satisfacción del paciente y que la instrumentación facilita dicha fusión». Se ha venido asumiendo que la inmovilización que producen los sistemas de atornillamiento pedicular debe ser lo más rígida posible; ac-

tualmente se cree que es deseable un cierto grado de movilidad para fomentar la osteogénesis.

Palabras clave: raquis, cirugía, osteogénesis, biomecánica.

Therapeutic osteogenesis in spinal surgery. Scientific basis of vertebral fusion. I: Biomechanical principles

Introduction. This article examines the success or failure of fusion rather than the success or failure of the surgical intervention. Successful fusion (of all the levels joined) is not synonymous with a successful intervention. While the target segments be perfectly fused, the patient's problem may not be resolved.

Spinal biomechanics in the area of osteosynthesis. According to the principles of osteosynthesis, the vertebral bodies and disk bear the compression forces; together with the anterior and posterior common vertebral ligaments; these elements pull on the neural arches, while the facet joints have a neutralizing effect, and the yellow and interspinous ligaments counteract and absorb posterior traction.

Spinal instrumentation system. Instrumentation techniques are widely used in Orthopedic Surgery and Neurosurgery. Not only do they increase the cost of treatment, there is an extremely wide selection of instrumentation systems. However, the most common are transpedicular systems for posterolateral fusion and intersomatic systems consisting of plates or bar grafts applied in the fusion site and, to a lesser extent, intersomatic cages introduced using an anterior or posterior approach.

Conclusions. These biomechanical principles are discussed. The results of meta-analysis support the clinical impression that spinal fusion for degenerative lumbar spondylolisthesis increases patient satisfaction and is facilitated by the use of instrumentation. Although it has been assumed that pedicular screws should be used to achieve maximum immobilization, it is now believed that a certain degree of mobility favors osteogenesis.

Key words: spine, surgery, osteogenesis, biomechanics.

Correspondencia:

E. Guerado Parra.
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología.
Hospital Costa del Sol.
Universidad de Málaga.
29600 Marbella (Málaga).
Correo electrónico: eguerado@hcs.es

El dolor de espalda es uno de los problemas de salud más frecuentes en el mundo industrializado¹, con una incidencia del 50%-80% a lo largo de la vida y, a pesar de los estudios epidemiológicos tan numerosos, aún no bien conocido². En un estudio reciente de la Base de Datos sobre Salud de Canadá³, basado en 19.600 familias, se observó que el 15,5% de los mayores de 18 años habían tenido dolor de espalda, con una historia de lesiones raquídeas en el 4,3%. De los 10.007 individuos mayores de 18 años que no habían tenido lesiones de columna el 8,1% tenían riesgo relativo de sufrir dolor de espalda en el plazo de dos años (incidencia de 4,5 por 1.000 personas/año), siendo el rango de edad de 45-65 años el de mayor incidencia y el de 18-24 años el de menor. Las variables predictivas para el hombre fueron: edad, mala salud, actividad diaria habitual, trabajo en el campo o jardinería, estrés crónico y altura. Para la mujer la actividad restringida, historia de reumatismo, estrés e historia de alteración psicológica⁴. Estas variables denotan dónde descansan muchas veces las indicaciones quirúrgicas. Basta que en uno de estos pacientes con problemas de estrés e historia de alteración psicológica aparezca una discopatía identificada mediante resonancia magnética (RM), que en otras circunstancias no sería invalidante, para que se indique una artrodesis del nivel correspondiente. Hay que tener en cuenta que, igualmente, los pacientes con alteraciones raquídeas tienen además una exagerada percepción psicológica de sus alteraciones, así como mayor capacidad subjetiva de percibir el dolor⁵. Por otro lado, los signos discuales de la parte posterior del *annulus*, que aparecen en la RM, los más frecuentes, tienen bajo valor predictivo positivo sobre la etiología dolorosa⁶.

En el momento actual, si bien la generalidad de los dolores de espalda no se trata mediante cirugía, la mayoría de las intervenciones quirúrgicas sobre la columna vertebral están encaminadas a artrodesar los niveles afectados. Una artrodesis vertebral consiste en la unión terapéutica, por continuidad, de dos o más vértebras o parte de ellas mediante tejido óseo, con el objetivo de inmovilizar los segmentos correspondientes para evitar el dolor, la inestabilidad o corregir una deformidad.

La técnica habitual de la artrodesis consiste en colocar un sistema quirúrgico de fijación y añadir una sustancia osteogénica, generalmente tejido óseo, pretendiendo conseguir mediante unos principios biomecánicos (fijación rígida) y biológicos (preparación del lecho receptor con aportación de sustancia osteogénica) previamente determinados, la formación de hueso entre los niveles deseados (figs. 1-6). En una artrodesis vertebral se crea, en definitiva, un modelo de fractura donde los extremos óseos (niveles a fijar) consoliden una vez decorticados; por tanto, las bases científicas no difieren de la osteogénesis terapéutica a la que se accede mediante la aplicación de unas indicaciones de tratamiento para cualquier fractura.

El tratamiento de una fractura diafisaria mediante abordaje quirúrgico del foco y una artrodesis vertebral constan

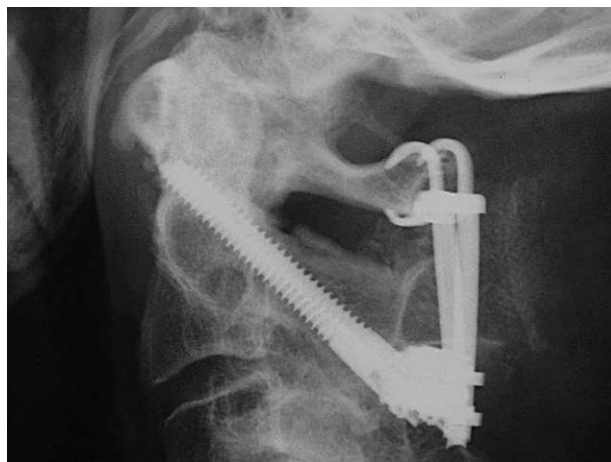


Figura 1. Osteosíntesis posterior alioaxoidea que aplica el principio del tirante. El implante absorbe la tracción posterior, mientras que permite la compresión anterior. La introducción del sistema en el lado derecho e izquierdo aporta neutralización. Un autoinjerto posterolateral estimula la consolidación de la artrodesis.

de los dos mismos aspectos fundamentales: realizar una osteosíntesis basada en los principios biomecánicos apropiados y añadir una sustancia osteogénica; tanto en la osteosíntesis diafisaria de una fractura tratada con placa (por ejemplo: placa a compresión + autoinjerto) como en una artrodesis vertebral (por ejemplo: colocación de un sistema pedicular + autoinjerto) la estrategia de la acción quirúrgica es similar. Ignorar los principios biomecánicos o los biológicos para centrarse exclusivamente en la técnica suele conducir al fracaso del tratamiento. Por ello, cuando se aporta material biológico y no aparece consolidación en una artrodesis puede ser debido no al fracaso de dicho material, sino de los principios llevados a cabo en la estabilización mecánica, lo que justifica que al tratar sobre la osteogénesis de la artrodesis vertebral haya que comenzar por el estudio de los conceptos biomecánicos de estas intervenciones.

Debe quedar claro que en este artículo se trata del éxito o fracaso de la artrodesis más que del éxito o fracaso de la intervención quirúrgica. El logro del éxito en una artrodesis (fusión de los niveles artrodesados) no implica el éxito de la intervención. El paciente puede tener fusionados perfectamente los segmentos deseados, pero no resuelto su problema. Nachensom ha enfatizado recientemente sobre este hecho⁷.

BIOMECÁNICA DEL RAQUIS

La columna vertebral debe proporcionar flexibilidad dentro del movimiento en los tres planos del espacio, de forma que la cabeza se pueda posicionar para llegar a los objetos con la vista, y las extremidades para alcanzar, mediante la marcha o la aprehensión, un objetivo de forma espacial. Al mismo tiempo, debe poseer ligamentos potentes que limiten el movimiento, ya que, en caso contrario, las



Figura 2. (A) Resonancia magnética (RM) de un paciente de 50 años con hernias discales cervicales C₅-C₆-C₇ sintomáticas. (B) Extirpación de las hernias por vía anterior, colocación de aloinjerto tricortical y artrodesis mediante placa atornillada AO® (Stratec). El aloinjerto absorbe la compresión, mientras que la placa actúa en tirante, ya que absorbe la tracción anterior (en lordosis) y permite la compresión de las estructuras posteriores que están indemnes (articulaciones facetarias y ligamentos), así como en neutralización al evitar la rotación.

vértebras se soltarían entre sí. Movilidad y estabilidad son las dos cualidades básicas, complementarias y antagónicas de la columna vertebral.

La estructura básica de la anatomía del raquis, con excepción de C₁ y C₂ es la misma. Las vértebras están constituidas por los cuerpos vertebrales, continuadas por los arcos neurales y sujetas entre sí por los discos intervertebrales y los ligamentos. Los cuerpos vertebrales se caracterizan por poseer una cortical muy fina con una amplia estructura de hueso trabecular esponjoso, mientras que los arcos neurales (pedículos, láminas y apófisis) tienen una estructura inversa (escasamente esponjosa y fundamentalmente cortical). El arco neural posee las articulaciones facetarias o interapofisarias, con orientación distinta según los niveles cervical, torácico o lumbar, de tal modo que con la rotación, mientras que en la columna cervical las articulaciones facetarias sufren un proceso de deslizamiento de sus carillas articulares, en la lumbar deben realizar una flexión lateral, lo que origina distintas susceptibilidades y patrones fracturarios. Tanto los ligamentos como los discos intervertebrales actúan restringiendo el movimiento raquídeo.

La resistencia a las fuerzas de compresión se centra en el hueso trabecular del cuerpo vertebral que soporta aproxi-

madamente el 90% de dichas fuerzas. Algunos estudios han demostrado que incluso la corteza del cuerpo no está constituida por hueso cortical osteonal, sino por hueso esponjoso trabecular denso. Las trabéculas van desde la cara medial de los pedículos, de forma radial, a la cara anterior y lateral del cuerpo vertebral⁸ y la pérdida de las más horizontales tiene un profundo efecto en la capacidad para soportar las fuerzas de compresión⁹. El complejo disco-vértebra resiste la compresión, cizallamiento y rotación, las articulaciones facetarias controlan la rotación, previenen el cizallamiento anteroposterior y la excesiva extensión, y los ligamentos posteriores previenen la excesiva flexión anterior y la flexión lateral. Estudios recientes, no obstante, han mostrado que la extirpación unilateral de un *pars interarticularis* no aumenta la movilidad espinal, lo que puede concluir en que, con ello, no se incrementa la inestabilidad raquídea¹⁰.

También los segmentos vertebrales tienen importancia no sólo en la forma de las carillas articulares, según se ha comentado anteriormente, sino que las curvaturas influyen en la resistencia a la compresión. La cifosis de la columna torácica hace que resulte muy poco probable que aparezca una fractura debida a fuerzas compresivas puras, sin embar-

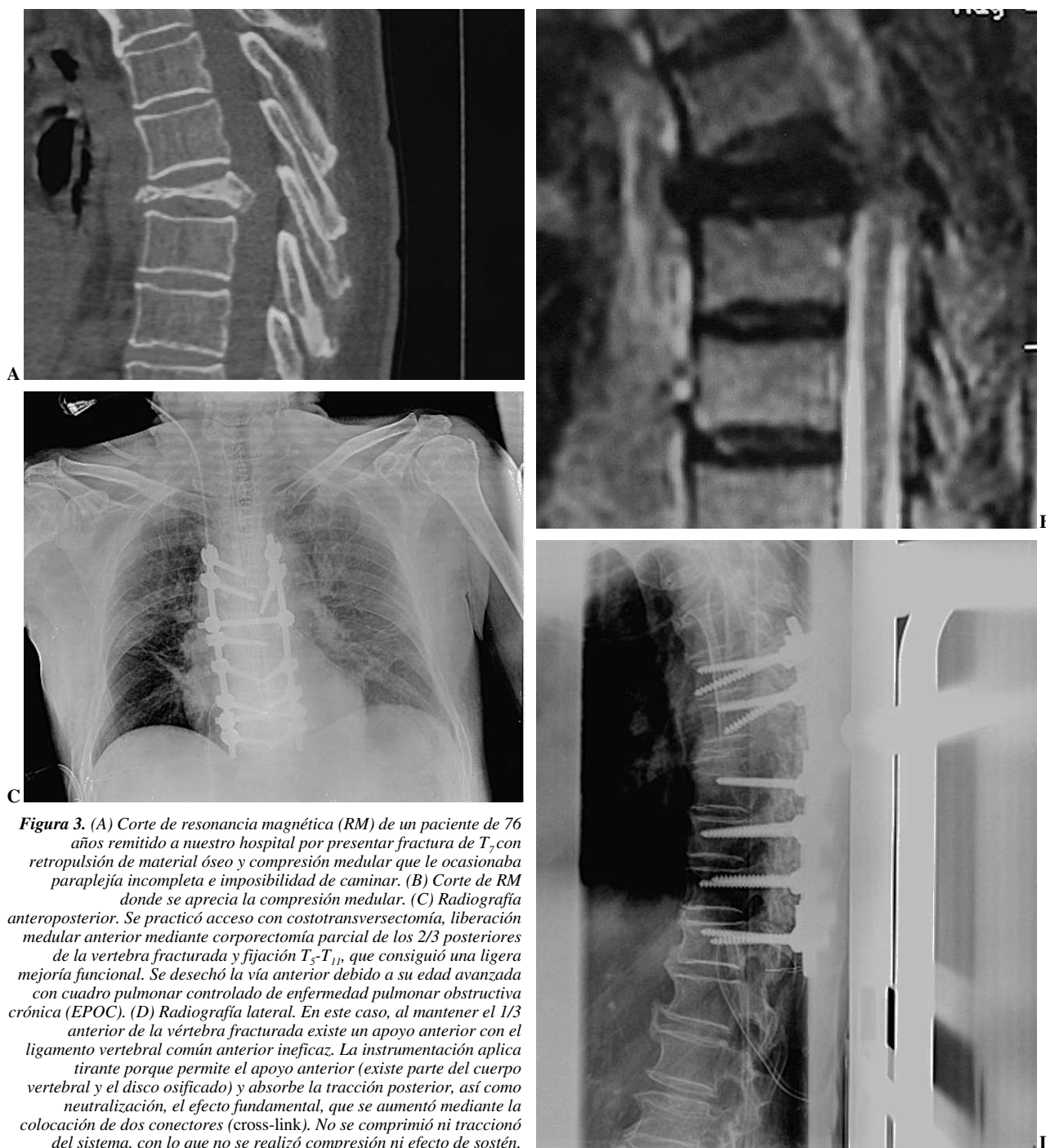


Figura 3. (A) Corte de resonancia magnética (RM) de un paciente de 76 años remitido a nuestro hospital por presentar fractura de T₇ con retroimpulsión de material óseo y compresión medular que le ocasionaba paraplejía incompleta e imposibilidad de caminar. (B) Corte de RM donde se aprecia la compresión medular. (C) Radiografía anteroposterior. Se practicó acceso con costotransversectomía, liberación medular anterior mediante corporectomía parcial de los 2/3 posteriores de la vertebra fracturada y fijación T₅-T₁₁, que consiguió una ligera mejoría funcional. Se desechó la vía anterior debido a su edad avanzada con cuadro pulmonar controlado de enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC). (D) Radiografía lateral. En este caso, al mantener el 1/3 anterior de la vértebra fracturada existe un apoyo anterior con el ligamento vertebral común anterior ineficaz. La instrumentación aplica tirante porque permite el apoyo anterior (existe parte del cuerpo vertebral y el disco osificado) y absorbe la tracción posterior, así como neutralización, el efecto fundamental, que se aumentó mediante la colocación de dos conectores (cross-link). No se comprimió ni traccionó del sistema, con lo que no se realizó compresión ni efecto de sostén.

go, frecuentemente se aprecian fracturas con aplastamiento del platillo ante pequeñas fuerzas de compresión puras en casos de osteoporosis, fracturas con acuñamiento ante fuerzas algo mayores y fracturas con estallido ante fuerzas de gran magnitud y rapidez^{11,12}. Cuando aparece un aplastamiento aislado del cuerpo vertebral, sin lesión de las otras estructuras (debido a fuerzas compresivas puras) la fractura suele ser estable; sin embargo, las lesiones ligamentosas

posteriores son difíciles de detectar, debiéndose buscar una fractura en niveles superiores e inferiores (acompañada de translación, rotación, etc.)¹³.

El concepto de las tres columnas introducido por Denis¹⁴ pretende determinar la estabilidad vertebral, las recomendaciones de tratamiento y el pronóstico de las distintas fracturas. La columna anterior está constituida por el ligamento vertebral común anterior, la parte anterior del cuerpo

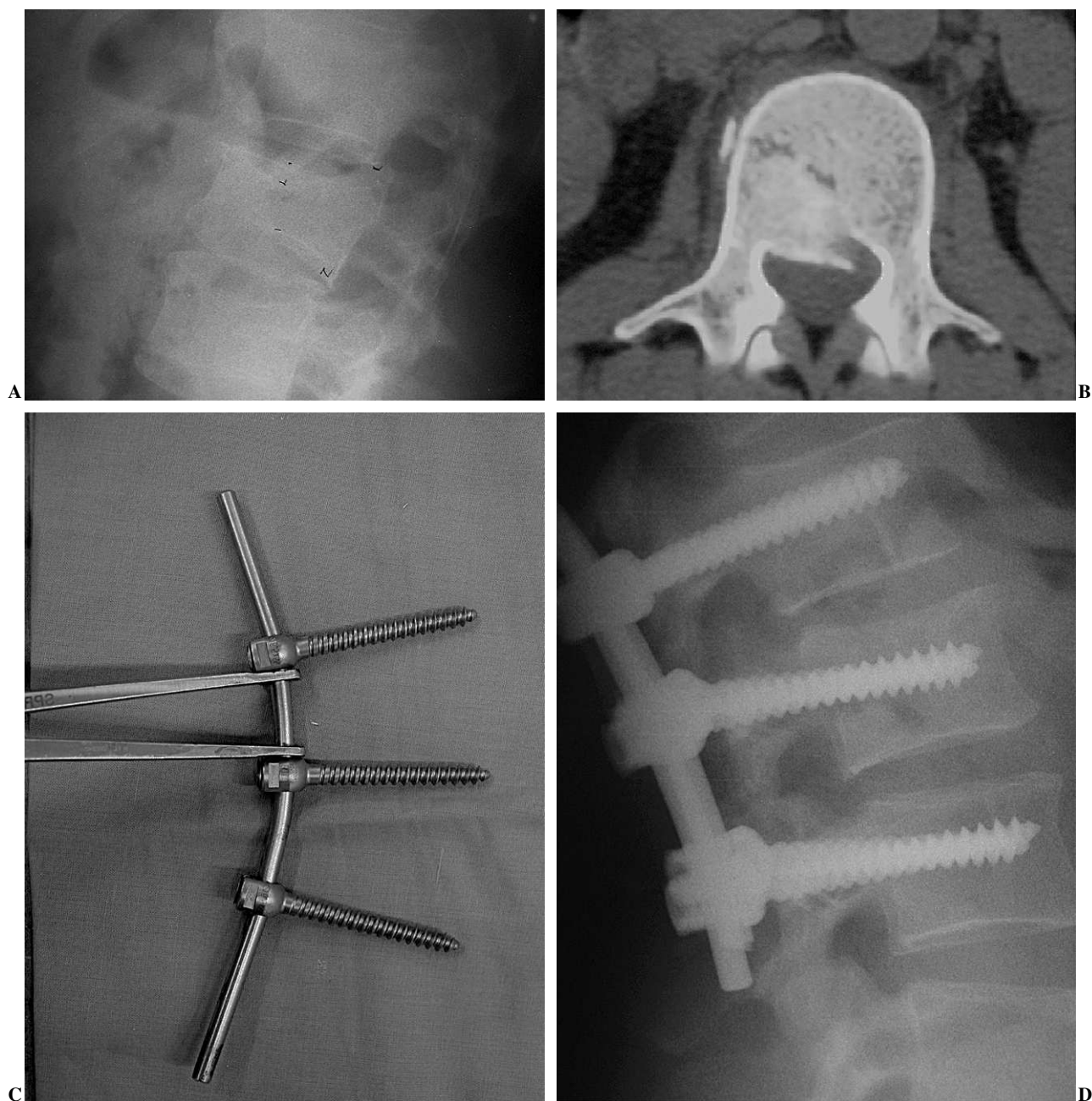


Figura 4. (A) Radiografía lateral de un paciente de 42 años con fractura por compresión de L₁ con lateralización sobre el lado derecho. No tenía alteraciones neurológicas. (B) Tomografía computarizada del mismo caso donde se aprecia indemnidad del lado izquierdo y desplazamiento del lado derecho que condiciona ocupación del canal vertebral. (C) Ilustración de la osteosíntesis a practicar con un sistema pedicular Xia® (Stryker). Curvado de la barra y distracción de los tornillos extremos con respecto de los centrales introducidos en los pedículos de la vértebra fracturada. De este modo se distrae la columna anterior, reduciéndose la fractura. Se aplica principio de sostén anterior y neutralización. No se aplica tirante porque si bien el implante absorbe la tracción posterior, no comprime anteriormente. (D) Control radiográfico donde se aprecia la recuperación de la altura vertebral.

vertebral y la porción anterior del *annulus* fibroso discal; la columna media por la parte posterior del cuerpo vertebral, el ligamento vertebral común posterior y la parte más anterior del *annulus* y la columna posterior por los pedículos, las apófisis articulares, las apófisis transversas, las láminas, el ligamento amarillo, las apófisis espinosas y el ligamento interespinoso.

PRINCIPIOS DE LA OSTEOSÍNTESIS

Bajo el conocimiento de la biomecánica del raquis se diseña el tratamiento de su inestabilidad. La mayor inestabilidad se adquiere a través de un traumatismo. El objetivo del tratamiento de una fractura vertebral consta de 4 requerimientos fundamentales¹⁵:



Figura 5. (A) Imagen de resonancia magnética (RM) de un paciente de 42 años con espondilodiscitis L₅-S₁. (B) Por vía transperitoneal, extirpación del disco, cureteado del platillo inferior de la L₅ y del superior de S₁, con introducción mediante impactación de un injerto tricortical autólogo de cresta ilíaca en hiperlordosis, la cual se eliminó tras introducir el injerto, permitiendo compresión interfragmentaria. (C) Osteosíntesis suplementaria mediante sistema pedicular por vía posterior Xia® (Stryker) con autoinjerto (artrodesis 360°). En esta osteosíntesis se comprimieron los tornillos entre los dos niveles, aplicando un efecto de tirante (compresión anterior sobre el injerto y absorción de tracción posterior por el implante) y de neutralización, evitando rotación, aunque existía una estabilidad de la columna posterior de Denis. (D) Tomografía computarizada del injerto tricortical. Cinco años después de la intervención el paciente está indoloro, con consolidación intersomática e intertransversa.

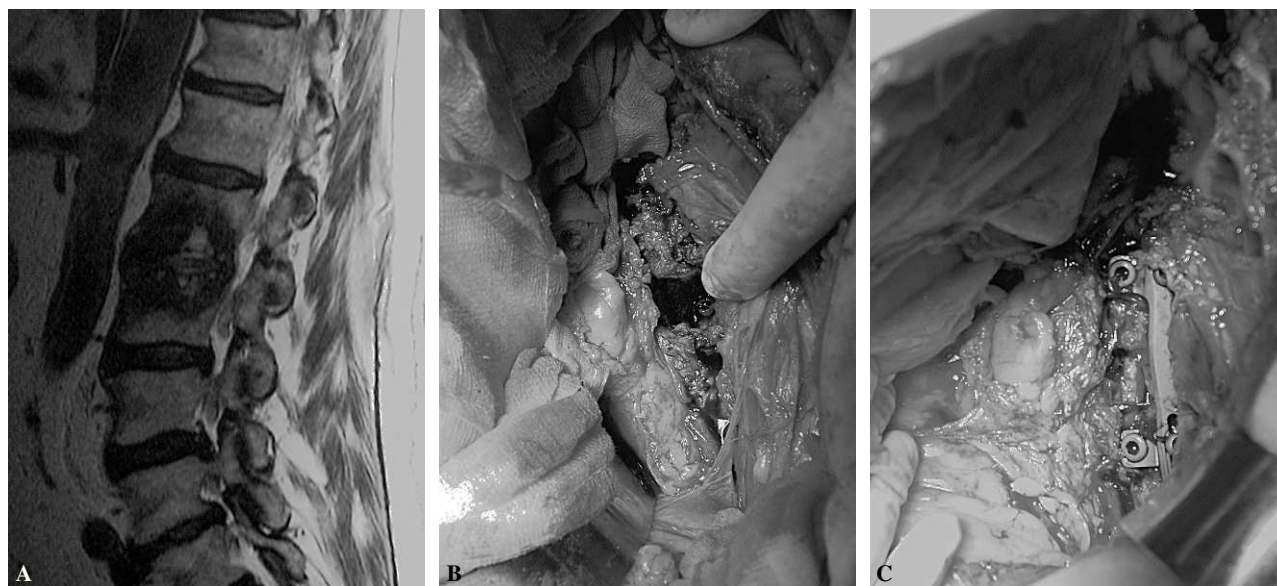


Figura 6. (A) Imagen de resonancia magnética de un paciente de 69 años, diabético y en diálisis renal con una espondilodiscitis por *Staphylococcus aureus* de L₁-L₂. Los hemocultivos eran positivos y la infección fue resistente al tratamiento antibiótico. (B) Abordaje retroperitoneal izquierdo a través de la décima costilla, con extirpación completa del disco intervertebral y cureteado de los cuerpos vertebrales. (C) Introducción de la décima costilla extirpada durante el acceso quirúrgico, cortada en distintos fragmentos y colocada en empalizada, como injerto intersomático. Estabilización mediante placa Centauro® (Stryker). En este caso la placa aplica un principio de sostén, ya que no se aplicó compresión al considerar que la costilla no la soporta. La placa también trabaja en neutralización evitando la rotación. La estabilización con la placa, junto con la indemnidad de las estructuras posteriores permiten obtener un montaje muy estable.

1) Restaurar la alineación normal sin causar daño neurológico.

2) Reforzar la zona lesionada de manera que el peso pueda atravesar de forma segura la zona dañada.

3) Minimizar la movilidad relativa entre los fragmentos, de forma que puedan curar.

4) Alterar de forma mínima los segmentos adyacentes para evitar que se aceleren cambios degenerativos.

Como ante toda osteosíntesis conviene establecer un orden en el razonamiento terapéutico que concluya en la necesidad de realizar un determinado tipo de artrodesis. El fundamento de la terapéutica está en la osteogénesis (osteogénesis terapéutica), a ella se accede mediante la aplicación de un método (inmovilización rígida), empleando una técnica (fijación u osteosíntesis), que se vale de unos principios (compresión, neutralización, sostén o tirante) al aplicar un sistema (sistema pedicular, placa intersomática, etc.) diseñado en un determinado modelo (Xia®, Allospine®, etc.). De este modo, secuencialmente (fundamento-método-técnica-principio-sistema-modelo) se llega a una indicación quirúrgica que ha debido tener en cuenta la génesis de las lesiones producidas, la reducción de las deformidades, el acceso quirúrgico, el implante a aplicar y con qué principios.

Fundamento

El fundamento de cualquier artrodesis es la osteogénesis. Biomecánicamente la osteogénesis debe asegurar una fusión ósea capaz de soportar las sollicitaciones biomecáni-

cas de la columna vertebral. De este modo no sólo es necesario que exista consolidación, sino que las fibras se deben orientar para soportar, por ejemplo, la tracción y la compresión, y ello requiere tiempo. Una buena osteogénesis se observará radiográficamente, pero no debe solicitarse mecánicamente con excesiva precocidad debido al riesgo de fractura del injerto o rotura de la osteosíntesis por la ausencia de orientación adecuada de las fibras óseas.

Método

Actualmente el objetivo aceptado de cualquier artrodesis consiste en proporcionar una inmovilización estable (aunque con discusión sobre si debe poseer rigidez absoluta) de modo que no se produzcan focos de no consolidación fibrosa (pseudoartrosis atrófica). En el raquis, sobre todo en la artrodesis posterolateral, a pesar de la rica vascularización no es infrecuente la no consolidación fibrosa de las apófisis transversas, debido a la lejanía de los fragmentos. La inmovilización de los segmentos a artrodesar es relativa en el caso de la instrumentación pedicular, ya que alguna elasticidad queda entre los niveles, sobre todo cuando el cuerpo vertebral presenta algún tipo de insuficiencia estructural como es el caso de una fractura con estallido.

Técnica

Existe un consenso sobre la técnica que debe aplicarse para conseguir la inmovilización. Actualmente la técnica de

inmovilización requerida es la osteosíntesis quirúrgica, a diferencia de hace algunas décadas que era el corsé escayolado. La osteosíntesis puede realizarse por vía anterior o por vía posterior y en ambos casos debe asegurarse que es suficiente para inmovilizar los segmentos vertebrales ante las grandes sollicitaciones mecánicas que sufre el raquis. Esta técnica debe garantizar su suficiencia mecánica hasta que la fijación entre los niveles sea mediante tejido óseo, ya que en caso contrario acabará rompiéndose.

Principios

La estabilización de una columna inestable (por fractura, por descompresión para tratar una estenosis de canal raquídeo, etc.) y, por tanto, de una artrodesis vertebral, se puede realizar en virtud de 4 principios diferentes:

1) Compresión (fig 5). El principio de la compresión o compresión axial se aplica cuando cualquiera de los vectores mecánicos (flexión, distracción, cizallamiento y rotación) son de menor magnitud que los perpendiculares y opuestos entre sí al foco de fractura. La compresión interfragmentaria aumenta la estabilidad por fricción y constituye el principio de máxima estabilidad en una osteosíntesis. El injerto tricortical intersomático es un ejemplo de compresión en la artrodesis vertebral; se coloca en lordosis para abrir el espacio intersomático, retirándose la lordosis tras su colocación y quedando aprisionado a compresión entre los dos cuerpos vertebrales. La utilización de una osteosíntesis mediante fijación anterior y/o posterior mantiene la compresión interfragmentaria, aunque esta osteosíntesis no actúa con compresión, sino con neutralización, evitando que una rotación movilice el fragmento. El injerto intersomático autólogo constituye el estándar de la fijación anterior. En los huesos largos la compresión estática se mantiene durante varias semanas^{16,17}, no aumentando la reabsorción o necrosis ósea¹⁸, ni interfiriendo en la biología del hueso. En el raquis se desconoce el tiempo que permanece la compresión.

2) Neutralización (figs. 1-6) La neutralización consiste en eliminar, o al menos minimizar, la rotación y el cizallamiento. La neutralización se aplica siempre después de la compresión. En un hueso largo, tras colocar un tornillo de tracción que consiga compresión, se debe colocar una placa de neutralización. Intentar aplicar compresión tras neutralización no es eficaz porque los fragmentos están tan estables que ya no se mueven; aunque pueda aplicarse una compresión muy moderada a través de uno de los agujeros de la placa de neutralización, la fuerza de compresión es ya mucho más reducida. En el raquis ocurre algo similar; a la fijación intersomática mediante compresión con injerto óseo expuesta anteriormente debe seguirle una osteosíntesis aplicando el principio de la neutralización, bien mediante osteosíntesis con placa vía anterior, bien mediante instrumentación posterior con sistema pedicular. Como en cualquier fijación interna en la osteosíntesis raquídea siempre hay que

aplicar el principio de la neutralización, y muy especialmente en las fracturas por rotación, ya que el injerto puede moverse y fracasar la compresión del mismo.

3) Sostén (figs. 4 y 6). El sostén o soporte tiene como objetivo mantener la distancia fisiológica entre los fragmentos óseos fracturados. El sostén es el principio opuesto a la compresión. Un ejemplo frecuente de sostén lo proporciona la osteosíntesis de la meseta tibial mediante una placa (placa de sostén) que sujeta la metáfisis a la diáfisis, evitando que la metáfisis se colapse sobre ésta, así como ocurre con la osteosíntesis por vía volar de una fractura de la extremidad distal del radio; lo mismo sucede cuando se coloca un fijador externo sobre una fractura conminuta de tibia, donde el fijador mantiene la longitud del hueso. En este caso es cuando más se solicita el material de osteosíntesis, ya que absorbe todos los vectores mecánicos. En el raquis el ejemplo más característico de sostén lo constituye la osteosíntesis por vía posterior mediante sistema pedicular de una fractura por compresión de la columna lumbar, reducida mediante hiperlordosis y distracción con los tornillos a partir de las barras curvadas con lordosis. En este caso, sobre todo si existe osteoporosis, los tornillos pediculares deben estar muy fijos a fin de sostener la vértebra de modo eficaz y evitar que migren dentro de la misma o que no distraigan adecuadamente, a la vez que deben tener la mayor longitud. Este montaje añade un efecto de sostén, pero también de neutralización, ya que los tornillos no giran sobre la barra, sino que realizan la sujeción en el mismo eje vertical. La tracción y sostén que se proporciona al aplicar este principio produce un efecto en el caso de las fracturas conocido como ligamentotaxis, similar al que se realiza al reducir una fractura extraarticular de la muñeca, que puede hacer que los fragmentos que protruyen en el canal vertebral se reduzcan¹⁹.

4) Tirante (figs. 1-3). El principio del tirante consta de 4 requisitos: el hueso debe transmitir carga excéntrica, la osteosíntesis debe colocarse en el lado de tensión o distracción, dicha osteosíntesis debe resistir la tensión y, por último, la colocación de la osteosíntesis debe permitir que exista un buen contacto entre los fragmentos óseos en la cortical opuesta a la colocación de dicha osteosíntesis. Ejemplos frecuentes de una osteosíntesis con aplicación del principio del tirante lo constituyen los obenques en las fracturas del olécranon o las placas moldeadas con concavidad hacia el hueso en las fracturas diafisarias de húmero o antebrazo, las cuales aplican compresión, neutralización y tirante. En el raquis lumbar un ejemplo del tirante aparecería cuando se coloca un injerto tricortical intersomático a compresión, según se ha expuesto anteriormente, acompañado de un sistema pedicular con distracción de los tornillos sobre las barras curvadas en sentido cifótico, lo que no se debe hacer porque las barras deben curvarse en lordosis. Lo más frecuente tras un injerto intersomático es colocar un sistema que aplique neutralización, según se ha expuesto anteriormente.

De lo expuesto anteriormente y en relación con los principios de las osteosíntesis, los cuerpos vertebrales y disco soportan la compresión; junto con los ligamentos vertebral común anterior y posterior tienen un efecto de tirante sobre los arcos neurales, las articulaciones facetarias tienen un efecto de neutralización y los ligamentos amarillo e inter-espinoso de tirante con absorción de la tracción posterior.

5) Sistema. Un conjunto de tornillos pediculares y barras se denomina sistema, así como un conjunto de placas y tornillos para una vía de acceso anterior. Existen diversas modalidades de sistemas (los tornillos pediculares y las placas anteriores son los más utilizados) que pueden aplicar el método de inmovilización con la técnica de osteosíntesis que permita los principios antes expuestos. Sistemas modernos lo constituyen las cajas intersomáticas, que biomecánicamente tienen una fijación más débil que los sistemas referidos.

6) Modelo. Prácticamente todos los sistemas se basan en los mismos principios y pretenden conseguir los mismos objetivos. Cada modelo pretende adquirir mayor versatilidad, que permita que la cirugía sea cada vez más sencilla. En los modelos anteriores se pretende que las placas se adapten mejor a la longitud variable que existe entre los cuerpos vertebrales, no sólo a la distancia que existe entre los distintos niveles, sino a la que hay entre las distintas personas; en los sistemas pediculares posteriores se ha avanzado en los últimos años mucho en la versatilidad de los tornillos con cabezas basculantes que se adapten a la barra y apertura que permita modificar el anclaje de la misma.

SISTEMAS DE INSTRUMENTACIÓN DEL RAQUIS

Un sistema de instrumentación es un método para conseguir aplicar una técnica de instrumentación. Los sistemas se pueden colocar aplicando principios distintos según se ha visto anteriormente. Como ocurre con las placas de osteosíntesis convencionales, no existen sistemas para ser aplicados mediante un principio predeterminado. La instrumentación vertebral es el estándar actual para, junto con la aportación de material biológico (autoinjerto), conseguir una artrodesis raquídea. Las técnicas de instrumentación están actualmente muy difundidas en cualquier servicio de cirugía ortopédica o neurocirugía, con un consiguiente aumento de costes en el tratamiento²⁰ y una gran variedad de tipos de instrumentación, si bien las más frecuentes son los sistemas transpediculares en la artrodesis posterolateral y los sistemas intersomáticos mediante placas o barras con injertos en el lugar de artrodesis y, en menor medida, las cajas intersomáticas, que se pueden introducir por vía anterior o posterior.

A pesar de los estudios biomecánicos, en el momento actual no se conoce el objetivo que debe tener un sistema de instrumentación; se ha venido asumiendo que la inmovilización que producen debe ser lo más rígida posible, sin embargo actualmente se cree que es deseable un cierto grado

de movilidad para fomentar la osteogénesis, pero no se sabe cuánto¹⁵. Los factores biológicos relacionados con la naturaleza adaptativa de los tejidos vivos complican mucho el estudio biomecánico de las instrumentaciones vertebrales²¹. Por ello se han diseñado diferentes métodos de evaluar los sistemas de instrumentación vertebral²².

En líneas generales, en una fractura, biomecánicamente, cualquier sistema de instrumentación debe soportar la inestabilidad. Por ejemplo, una lesión en flexión-distracción con un fulcro anterior a la cara anterior del cuerpo vertebral puede dañar, secuencialmente y dependiendo de la magnitud y el tiempo de actuación del traumatismo, los ligamentos posteriores, las apófisis espinosas, las articulaciones facetarias, los pedículos, los discos y la vértebra. Para esta lesión el principio a aplicar debe ser el de un tirante posterior cuando las lesiones no llegan a la columna anterior de Denis²³. Una fuerza de compresión combinada con flexión puede dañar los elementos posteriores por tracción y colapsar la parte anterior del cuerpo vertebral. En este caso el fulcro está en la columna media de Denis. Dependiendo del estado del ligamento vertebral común anterior, si las lesiones por compresión con pérdida de altura del cuerpo vertebral en la parte anterior y posterior y fractura facetaria y pedicular con ligamentos intactos, no resisten la compresión ni el cizallamiento, aunque los ligamentos no estén rotos, no tienen tensión y por tanto estará comprometida la flexión, extensión y, por la falta de tensión ligamentosa, la rotación. En estos casos es necesario restablecer la altura para restablecer la tensión ligamentosa, necesitándose aplicar una osteosíntesis con el principio de sostén, a la que se añade neutralización. Más adelante se tratan otros ejemplos.

Sistema de atornillamiento pedicular

Los sistemas de atornillamiento pedicular (SAP) (figs. 3-5). han mostrado ser superiores a cualquier otro método utilizado por vía posterior, como los ganchos, si bien en determinados casos de deformidades raquídeas neuromusculares algunos autores prefieren anclajes tipo Galveston-Luque, debido a la superioridad de la fijación ilíaca sobre la sacra²⁴. Los SAP requieren una comprensión de la biomecánica de los tornillos, la técnica de introducción, las características del hueso (cuerpo vertebral y pedículos) donde se introducen, y las técnicas de salvamento cuando el sistema no se ha colocado o funcionado adecuadamente²⁵.

El pedículo es el responsable del 80% de la rigidez del montaje y del 60% de la tracción en la interfaz tornillo-pedículo²⁶. Cuando los tornillos se colocan con una trayectoria pedículo-cuerpo vertebral anteromedial y máxima talla en el pedículo se consiguen las máximas prestaciones en cuanto a rigidez del montaje, sin embargo la variable que mayor valor predictivo tiene de fuerza ante la tracción en la interfaz tornillo-pedículo es la calidad del tejido óseo²⁷, que también lo tiene ante el cizallamiento y la suma de ambos^{28,29}. La re-

sistencia a la sollicitación mecánica con la colocación del tornillo en sentido anteromedial puede verse aún más incrementada mediante el aumento de longitud en el cuerpo vertebral, habiéndose observado que un aumento de longitud de 4 mm puede incrementar hasta el 20% de resistencia a la flexión³⁰. El atornillamiento pedicular hasta la cara anterior del cuerpo vertebral aumenta la prestación del tornillo aunque tenga riesgo de lesionar los grandes vasos, circunstancia difícil si se mide con cuidado mediante una aguja reglada la distancia que debe tener el tornillo.

También las propias características del tornillo influyen. La bibliografía muestra algunos resultados controvertidos, siendo el trabajo de Choi et al³¹ uno de los que mejor metodología experimental utiliza. Estos autores mediante hueso de poliuretano rígido comúnmente utilizado para prácticas (tipo Sawbones®), que proporciona una fiabilidad tan alta como el hueso alogénico fresco³², con diferentes densidades y tipos de tornillos, siguiendo un protocolo estandarizado y análisis estadístico, observaron que los mejores anclajes los ofrecen aquellos tornillos de tipo cónico frente a los cilíndricos, y cuyo diente de rosca tiene una sección en «V» frente a los que la tienen cuadrada. Actualmente los tornillos con perfiles cónicos aumentan la resistencia a la tracción hasta en un 17%, según trabajos realizados con cerdos³³; sin embargo, hay que tener la precaución de no girar hacia atrás, ya que pueden perder fuerza de agarre si se hace más de una vuelta de rosca (hasta 360°). No obstante, en estos estudios también se demostró que el factor predictivo más importante es la calidad del hueso. Por ello es determinante el estudio de las condiciones biomecánicas de las instrumentaciones vertebrales, ya que la mala calidad del hueso es proclive a una no consolidación de la artrodesis cuando se puede achacar al fracaso de los sustitutos óseos.

En cualquier caso la mayoría de los estudios clínicos se han basado en tornillos con perfiles cilíndricos y en la columna lumbar. En la columna torácica se aplican con la idea de que deben comportarse de forma similar a como lo hacen en la columna lumbar, si bien aún faltan estudios con la misma profusión y naturaleza de los realizados en ésta³⁴. La técnica es similar a la columna lumbar, siendo su introducción mediante la ayuda de escopia con intensificación de imágenes de una seguridad parecida³⁵.

Aun cuando la utilización del sistema pedicular comenzó a difundirse hace más de 20 años y se hayan realizado muchos trabajos de investigación *in vitro* e *in vivo*, el 36,5% de los pacientes tratados mediante atornillamiento pedicular sufre complicaciones, el 10,7% fracasos del implante, problemas en vértebras adyacentes en el 4,5%, en el segmento instrumentado en el 34,7% y de balance en el 4,5%^{36,37}, con una alta incidencia de no consolidación³⁸. La instrumentación pedicular sigue siendo un procedimiento con alta demanda técnica debido al aumento de su utilización en casos complejos y en pacientes mayores y, a pesar de ello, muy difundido.

Cajas intersomáticas

La extirpación completa de un disco con o sin extirpación de parte del cuerpo vertebral deja una gran inestabilidad anterior, sobre todo ante la compresión, no suplida por las estructuras posteriores, y por tanto, es necesario rellenarla de un sustituto óseo. Ante la morbilidad potencial que pueden generar ambos casos se han diseñado insertos intersomáticos en forma de cajas que se rellenan, a su vez, de injerto óseo. Las cajas intersomáticas (CI) se pueden introducir por vía anterior (ALIF) o posterior (PLIF) y pueden tener una forma similar a los discos o de tornillo autorroscante (TFC), trabajando con la idea de que el inserto quede anclado firmemente entre los cuerpos vertebrales (estabilidad primaria), y al estar relleno de sustitutos óseos se integre en los cuerpos vertebrales adyacentes superior e inferior (estabilidad secundaria) junto con el propio inserto fabricado de titanio o de material osteoconductor. Las CI pueden plantear dos problemas biomecánicos fundamentales: de resistencia a la compresión axial o la luxación de la propia caja³⁹⁻⁴¹, además de los biológicos de osteointegración. Actualmente las CI roscadas han mostrado una alta resistencia a la luxación, así como resistencia a la compresión axial. Un modelo que parece aumentar la estabilidad son las cajas expansivas LIFEC (*lumbar interbody fusion expandible cage*), que se introducen por vía posterior⁴².

Las cajas trabajan siempre bajo compresión estática entre dos cuerpos vertebrales, si bien su superficie está rallada para conseguir un efecto antirrotatorio (neutralización) o se roscan para conseguir el mismo efecto, igual que las LIFEC; sin embargo, sin compresión se movilizan. Como en cualquier osteosíntesis la neutralización sin compresión es muy inestable. No obstante, el problema de las CI se centra más que en su biomecánica en su biología, no habiéndose publicado, que nosotros hayamos encontrado, ningún estudio diseñado adecuadamente donde se demuestre que las CI, a largo plazo, proporcionan en el humano una osteointegración completa en puente (vértebra-CI-vértebra) de tejido óseo viable. Desde la biología celular para el relleno de CI tanto con autoinjertos como con aloinjertos resulta difícil comprender su propiedad de osteointegración. Por ello algunos autores⁴³ con cierta falta de confianza en las CI recomiendan la utilización de un SAP con injerto autólogo obtenido de la excisión facetaria, concomitantemente a la utilización de una PLIF, siempre confiando en la estabilidad de la propia PLIF.

Injerto intersomático

El injerto intersomático (II) (figs. 2, 5 y 6) ha venido siendo el método más utilizado, a través de los años, para suplir el defecto óseo entre dos cuerpos vertebrales. El injerto puede ser autólogo u homólogo, con las ventajas e inconvenientes de ambos tipos. Las ventajas con respecto a las cajas están referidas a su potencialidad biológica, teniendo como inconvenientes los propios de los injertos.

Los injertos tricorticales poseen una gran fortaleza biomecánica y capacidad biológica si son autólogos. Su recomendación se centra en la columna lumbar, si bien en la cervical los homólogos se comportan biológicamente muy bien. Ya que la retirada de un disco solicita muy intensamente en flexión la unidad funcional espinal (UFE: 2 vértebras adyacentes, el disco intervertebral y los ligamentos entre ellos), tras un injerto intersomático es conveniente añadir un sistema de osteosíntesis bien por la propia vía anterior o por vía posterior.

Si tras un injerto intersomático estable se añade un SAP, con dicho sistema se puede combinar compresión y neutralización. Si el injerto intersomático no proporciona estabilidad suficiente (por ejemplo como ocurre en un abordaje de la columna toracolumbar con la utilización de una costilla) se debe optar por la utilización de una placa, que actuará con sostén entre las dos vértebras y neutralización, en el mismo abordaje (lo más conveniente) o un SAP vía posterior, pero no con compresión más neutralización sino con sostén más neutralización. Si el injerto es tricortical y estable entonces el SAP puede aplicar tirante (compresión anterior y absorción de tracción posterior) más neutralización.

Así pues debe quedar claro que ni las cajas ni los injertos corticales intersomáticos confieren una estabilidad suficiente, y cuando se introduce un SAP es cuando se obtiene la mejor estabilidad⁴⁴. Inversamente si se coloca un SAP y el injerto cortical intersomático no está estable, el SAP puede acabar rompiéndose; en este sentido es muy interesante el trabajo de Atienza et al. Estos autores desarrollaron una nueva metodología mediante elementos finitos para el modelado y validación del conjunto raquis-implante, observando que ante una corporectomía de L4, en el caso de implantar un sistema de fijación posterior, la introducción de un injerto anterior puede evitar la rotura del implante por cargas cíclicas, ya que las tensiones que se alcanzan en los fijadores sin el soporte del injerto son cercanas al límite elástico de la aleación de titanio Ti6Al4V que llega a 795 MPa⁴⁵.

Placas anteriores

Una placa o sistema de barras por vía anterior (figs. 2, 5 y 6) se comporta como en una diáfisis de hueso largo; siempre que el injerto esté a compresión la placa actuará en neutralización, y si el injerto no está a compresión la placa actuará en sostén y neutralización. Por ello es importante que el defecto que se cree sea por fractura o por corrección, se reconstruya biomecánicamente lo máximo que se pueda, ya que como la placa o barra anterior trabaje en sostén y neutralización puede acabar fracasando por fatiga⁴⁶, mientras que si lo hace sólo en neutralización su fracaso es difícil. Los principios biomecánicos por los que se rigen las placas son similares a las placas para huesos largos o para los SAP.

ESTABILIZACIÓN DEL RAQUIS MEDIANTE INSTRUMENTACIÓN

Una vez que se conoce la estabilidad del raquis, alterada por un traumatismo (por ejemplo, fractura) o por una acción terapéutica (por ejemplo, descompresión posterior), así como los principios de la osteosíntesis y los sistemas de instrumentación, se está en condiciones de tratar quirúrgicamente una inestabilidad raquídea.

Las fuerzas que se descomponen en el estudio de las sollicitaciones mecánicas sobre el raquis son flexión anterior (con tracción posterior o cifosis), flexión lateral, extensión (flexión posterior con tracción anterior o lordosis), compresión (carga axial), cizallamiento (alrededor de un eje transversal) y rotación (alrededor del eje axial). Las indicaciones de aplicación de cada principio deben fundamentarse en el diagnóstico lo más exacto posible del problema a tratar (tabla 1). Como ejemplos, en líneas generales, se puede afirmar que en el segmento toracolumbar y lumbar:

Tabla 1. Ejemplos de principios a aplicar con sistema pedicular en la columna lumbar

Diagnóstico	Principio biomecánico			
	Compresión	Neutralización	Sostén	Tirante
Osteosíntesis sobre fractura sin acción intersomática	No	Sí	Sí	No
Osteosíntesis posterior con discectomía e injerto intersomático estable	Sí	Sí	No	Sí
Osteosíntesis posterior tras fractura por rotación con componente lordótico	No	Sí	Sí	Sí

Ejemplos de principios a aplicar con placa anterior en la columna lumbar

Fractura con estallido	No	Sí	Anterior	Compresión posterior
Osteosíntesis tras discectomía vía anterior e injerto	Sí	Sí	No	No

1) Una fractura simple por flexión con colapso de la parte anterior del cuerpo vertebral se puede tratar de forma conservadora (fig. 7). Cuando se sintetiza mediante un SAP, el sistema debe aplicar sostén anterior y neutralización, pero no compresión ni tirante porque aunque absorba la tensión posterior no debe aplicar compresión anterior donde está el cuerpo vertebral colapsado. Si se curvan las barras con lordosis y se tracciona, el sostén también será posterior, aunque no se pierde la neutralización. Si se aplica un sistema para conectar las barras de cada lado (conector o *cross-link*) sólo se gana en neutralización, lo cual no es excesivamente importante si la fractura es simple sin rotación, así como tampoco el tirante posterior si los elementos posteriores están bien.

2) La flexión intensa afecta, por compresión, a la parte anterior del cuerpo vertebral, así como, cuando es de gran magnitud, llega a afectar por tensión (extensión) a los ligamentos vertebrales posteriores. La flexión casi siempre se combina con alguna compresión axial. Las lesiones producidas en estos casos deben estabilizarse del siguiente modo: si se utiliza un SAP posterior se aplica un principio de sostén (la lesión anterior del cuerpo vertebral se distrae y sostiene mediante los tornillos pediculares que mantienen la

distracción, apoyándose en el pedículo y el cuerpo vertebral (en su parte anterior), y un principio de neutralización (al fijarse más de una unidad funcional espinal [UFE] se evita la rotación, con lo cual ante la carga en compresión el efecto antirrotación es beneficioso porque neutraliza la inestabilidad por lesión ligamentosa). No se aplica un principio del tirante porque no se ejerce compresión anterior (a pesar de que se absorba la tracción posterior para el tirante es necesario que coexista con compresión anterior).

3) La extensión afecta, por compresión, a la parte posterior del cuerpo vertebral, así como, cuando es de gran magnitud, por tensión (extensión) a los ligamentos vertebrales anteriores (ligamento vertebral común anterior) con desinserción del disco intervertebral. Durante la extensión las articulaciones facetarias también reciben una gran compresión⁴⁷. Por ello en la extensión brusca y violenta de la columna en el sentido de la lordosis, pueden, por compresión, afectarse las articulaciones facetarias y el *pars interarticularis* (es sabido que clínicamente la hiperextensión está contraindicada en la espondilolisis con o sin listesis), con lesión por distracción del cuerpo vertebral, ligamento vertebral común anterior y disco. Estas lesiones se tratan mediante un SAP que aplica un principio de compresión (en la

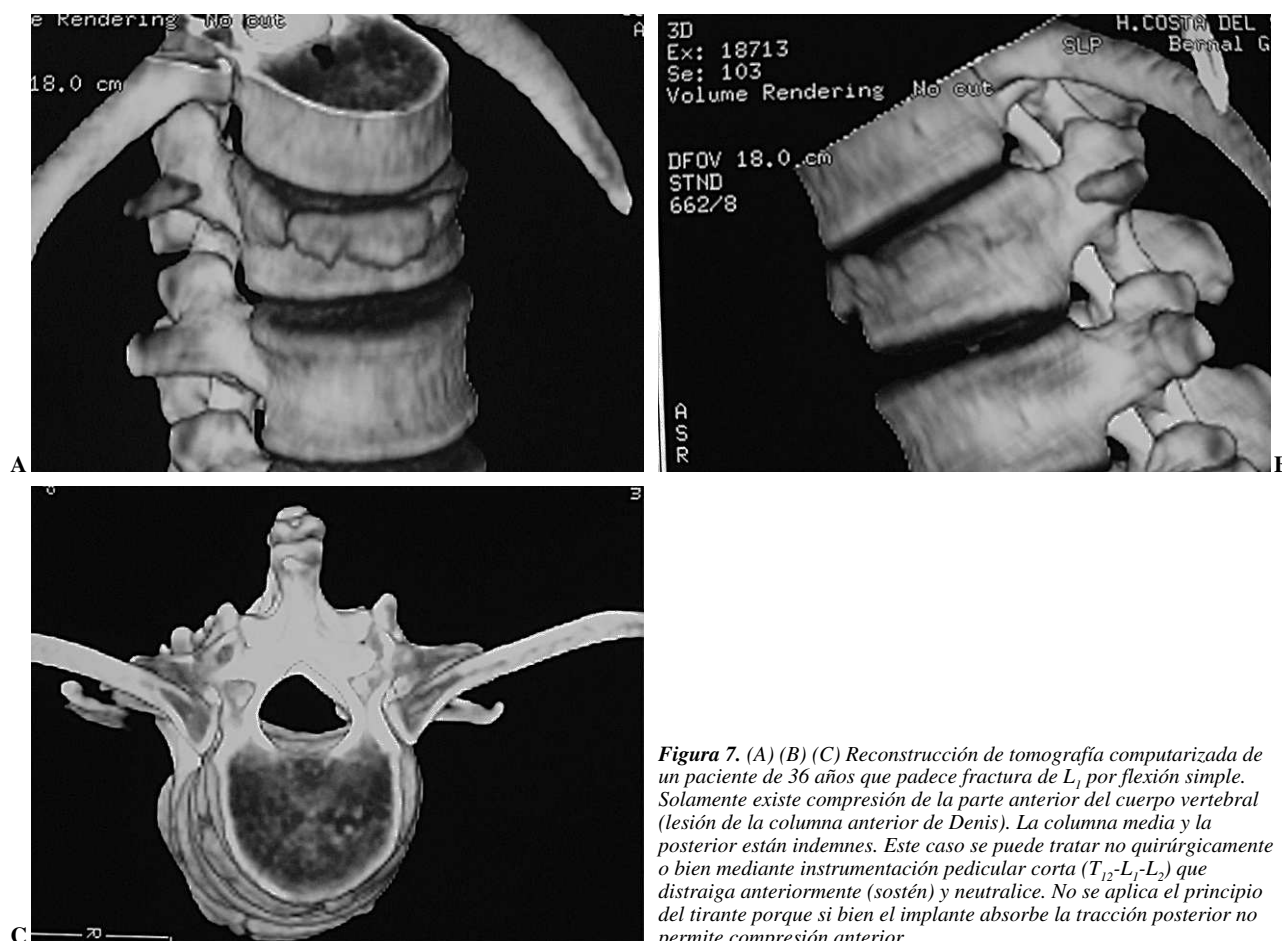


Figura 7. (A) (B) (C) Reconstrucción de tomografía computarizada de un paciente de 36 años que padece fractura de L₁ por flexión simple. Solamente existe compresión de la parte anterior del cuerpo vertebral (lesión de la columna anterior de Denis). La columna media y la posterior están indemnes. Este caso se puede tratar no quirúrgicamente o bien mediante instrumentación pedicular corta (T₁₂-L₁-L₂) que distraiga anteriormente (sostén) y neutralice. No se aplica el principio del tirante porque si bien el implante absorbe la tracción posterior no permite compresión anterior.

parte anterior del cuerpo vertebral) si la parte anterior no está fracturada, sino que posee una lesión discoligamentosa, de tirante (en la parte posterior, absorbiendo la tracción en cifosis para estabilizar las estructuras óseas posteriores) y de neutralización (como en el caso anterior, al fijarse más de una UFE se evita la rotación, con lo cual ante la compresión el efecto antirrotación es beneficioso porque neutraliza la inestabilidad por lesión ligamentosa o al menos por la relajación que sufren los ligamentos cuando están acortados por la compresión). No obstante, este es el planteamiento biomecánico porque la curación biológica puede estar comprometida si existe una rotura discoligamentosa y no ósea, ya que la cicatrización será más difícil debido a la precaria vascularización de los ligamentos y nula del disco. En estos casos puede ser más seguro aplicar una placa mediante abordaje anterior con fusión de la UFE correspondiente. Habría que extirpar el disco y la fusión se haría mediante injertos intersomáticos. Entonces la placa actuaría en neutralización si el injerto está a compresión o en sostén más neutralización si el injerto no se sostiene mediante compresión.

4) Una fractura por estallido puro sin rotación, poco frecuente, puede tratarse mediante un abordaje anterior sintetizando niveles superior e inferior y entonces, al mantener tracción para recuperar la altura del cuerpo vertebral, se aplica sostén anterior de los cuerpos vertebrales, pero no sostén posterior si las articulaciones posteriores están indemnes (se realiza así una reducción en extensión), se aplica neutralización ya que se evita la rotación limitada por lesión de ligamentos vertebrales común anterior y posterior, así como del disco, pero no tirante, ya que si bien se absorbe la tracción posterior no se puede comprimir la parte anterior. La tracción posterior la absorben los ligamentos posteriores si están indemnes, aunque el SAP también actúa absorbiendo dicha tracción.

5) Una fractura por estallido con rotación tratada de la misma manera aplica sostén anterior y posterior, al haber también lesiones posteriores y neutralización ya que se evita la rotación, pero no tirante, ya que absorbe la tracción posterior pero no realiza compresión anterior. No se debe traccionar al colocar la instrumentación sobre la parte posterior ya que están lesionados los ligamentos posteriores. Por tanto, al aplicarse sostén anterior y posterior puede discutirse si requiere una doble vía y osteosíntesis anterior y posterior o aumentar los niveles de osteosíntesis a más cuerpos vertebrales. Las fracturas por estallido, debido a traumatismo de alta energía, producen una inestabilidad multidireccional con aumento de la movilidad en flexión (cifosis), extensión (lordosis), flexión lateral y también en compresión/tensión y rotación axial¹¹. Estos resultados, no obstante, están realizados en laboratorios con los segmentos desposeídos de tejidos blandos y de la caja torácica, por lo que *in vivo* la estabilidad en la columna torácica ha de ser mayor. Por otra parte si, además, las fuerzas compresivas son de gran mag-

nitud deben afectar a las articulaciones facetarias, con lo que la inestabilidad es mucho mayor.

6) Una fractura por compresión afecta aumentando los momentos de flexión en las vértebras adyacentes, lo que hace que en caso de que la aplicación de la fuerza compresiva continúe o cuando hay osteopenia, puedan fracturarse las vértebras adyacentes superior e inferior. Al aplicar una fuerza de extensión pura se restaura la geometría vertebral, pero no completamente⁴⁸. Esta es la importancia de la unidad funcional espinal (UFE: dos vértebras adyacentes, el disco intervertebral y los ligamentos entre ellos) y de la unidad funcional raquídea multisegmentaria (UEM: conjunto de varias UFE), a la hora del tratamiento quirúrgico, de lo cual se trata más adelante. Estas fracturas por compresión se pueden tratar mediante un SAP aplicando los efectos de sostén (los tornillos se distraen sobre los pedículos y las vértebras adyacentes sanas para reducir y mantener la reducción) y neutralización (al inmovilizar varias UEM y fijar los distintos niveles con una barra, sobre todo si las barras de cada lado se fijan entre sí con un conector o *cross-link* los segmentos fijados no pueden girar). Si se trata con abordaje anterior mediante placa intersomática se aplican los mismos principios, aunque en este caso la consolidación del cuerpo fracturado se ve facilitada por la mayor estabilidad anterior que da la placa; si existen lesiones posteriores por compresión o rotura ligamentosa debido a un componente de cifosis que tracciona de los ligamentos posteriores, estas lesiones no están tan estabilizadas. Esto se debe a que la placa tiene efecto de sostén, pero muy anterior y está muy alejada de la columna posterior, por lo que el efecto queda disminuido; en las fracturas que tienen un componente de rotación (con lesión de las tres columnas de Denis) algunos autores añaden la síntesis anterior y la posterior (placa anterior y SAP).

7) El cizallamiento produce una gran inestabilidad debido a la lesión de todos los ligamentos y del disco intervertebral. En la columna torácica puede afectar incluso a la contención que proporcionan las costillas. También la rotación produce lesiones muy inestables; la lesión de las costillas, de las articulaciones facetarias o de las apófisis transversas en una fractura toracolumbar suele ser un signo inequívoco de gran inestabilidad. En estas grandes inestabilidades se aplica siempre distracción con mantenimiento de la misma (sostén) para recuperar la altura fisiológica, evitar la rotación hasta consolidar el segmento fijado (neutralización), pero nunca compresión porque acortaría el segmento ni tirante porque, si bien tanto un SAP como una placa anterior absorben la tracción y no deben aplicar compresión al otro lado (anterior o posterior) de la colocación del implante.

8) Otro ejemplo es el de una espondilodiscitis (figs. 5 y 6), donde se extirpa, mediante abordaje anterior, el disco y parte de los cuerpos vertebrales adyacentes. Cuando se trata mediante injerto autólogo tricortical intersomático más osteosíntesis con placa anterior, si se quiere aplicar compresión

anterior o tirante con absorción de tracción anterior y compresión posterior debe doblarse la placa con concavidad anterior. En este caso, ya que la placa suele tener una colocación lateral, esto es de difícil aplicación, además de que el tirante con compresión posterior disminuye la anterior y es mejor colocar el injerto anterior y sintetizar mediante un sistema pedicular por vía posterior que permita compresión anterior del injerto, neutralización, tirante con absorción de tracción posterior y aumentar, si se quiere, la compresión anterior.

9) En la cirugía del raquis degenerativo, cuando se realiza una laminectomía amplia, ocurre lo inverso; se desestabiliza posteriormente, pero anteriormente suele haber estabilidad ya que, aunque exista una espondilolistesis degenerativa el cuerpo-disco-cuerpo de cada UFE suele estar estable por la espondilartrosis, o se estabilizará progresivamente cuando se establezca posteriormente mediante un SAP.

10) En la corrección de deformidades como la escoliosis cuando se accede posteriormente para corregir una curva y se coloca una instrumentación posterior se aplica principio de neutralización exclusivamente. Si se accede anteriormente para extirpar discos y corregir la curva en un primer tiempo para después sintetizar por detrás, se pueden aplicar principios distintos. Si se extirpan discos y hueso en la convexidad de la curva y no se toca la concavidad, cuando se aplica una osteosíntesis anterior en la misma intervención se está aplicando el principio del tirante, porque se mantiene el contacto anterior del lado de la concavidad y la instrumentación, situada en la convexidad, absorbe la tracción, aun cuando esta zona se rellene de injerto; como siempre, también se añade neutralización si se realiza con placa o barras rígidas, mientras que el tirante sería puro si se realizara mediante cables. Si se extirpan los discos y hueso pero no se añade osteosíntesis entonces la osteosíntesis posterior debe realizar tirante con compresión de las zonas extirpadas anteriormente para cerrar la corrección, absorción de la tracción posterior más neutralización (esto es difícil), o bien si sólo se coloca la instrumentación posterior corrigiendo la curva entonces se aplica neutralización, pero también sostén, porque se tiene suspensión de la parte anterior. En estos casos la osteogénesis es fundamental porque el implante está excesivamente solicitado.

En cualquier caso, generalmente las inestabilidades raquídeas se producen por una combinación de varios tipos de fuerzas (fig. 4). Sobre todo teniendo en cuenta que, aunque se aplicara una fuerza de compresión pura, si ésta ocurre con la columna en una posición de rotación la resultante de la compresión tendría un cierto componente de rotación; esto se ha apreciado clínicamente al observar que no existe correlación entre la fuerza aplicada y el patrón fracturario, precisamente por la posición en que se encontraba el cuerpo y la columna en el momento de aplicación de dicha fuerza⁴⁹.

Durante un movimiento de flexión-extensión el centro de rotación entre las vértebras se localiza en el tercio posterior

del cuerpo vertebral⁵⁰. La lesión de los elementos posteriores ocasiona rotación intervertebral durante la flexión⁵¹, así como la lesión del disco intervertebral puede llevar a aumento de la movilidad intervertebral⁵². La lesión de la articulación costovertebral ocasiona inestabilidad con aumento de la flexión lateral y de la rotación axial⁵³. Todos estos movimientos descritos también se ven modulados por la musculatura⁵⁴.

Otro aspecto interesante de la biomecánica del raquis es el del efecto del tratamiento, ya que éste, por sí mismo, altera también la biomecánica de la columna. La descompresión mediante laminectomía disminuye la resistencia a la compresión y a la tracción posteriores, siendo estos efectos más pronunciados cuando existe una fractura vertebral, lo que se puede aplicar a la zona anterior de la columna cuando se retira parte del disco^{52,55}, y a la resección de una costilla en la movilidad intervertebral⁵³. La artrodesis altera la biomecánica raquídea, sobre todo en los niveles superiores a la misma en lo que respecta a la biomecánica de las articulaciones facetarias, movilidad intervertebral y presión sobre el disco^{56,57}, aumentando conforme se aumenta el número de niveles fusionados, lo que lleva a un incremento de lesiones degenerativas cercanas a los niveles fusionados, tanto en la columna cervical como lumbar^{34,58}.

También con fines terapéuticos se introduce en la anatomía normal del raquis el concepto de UFE, al que se ha hecho antes mención, o segmento de movimiento que se define como el segmento de columna más pequeño que muestra características biomecánicas similares a la columna completa. La UFE consiste en dos vértebras adyacentes, el disco intervertebral y los ligamentos, y en la columna torácica se incluye la articulación costovertebral, lo que la hace más rígida que los otros segmentos¹⁵. Cuando se realizan estudios sobre el comportamiento del raquis se deben estudiar unidades funcionales raquídeas multisegmentarias (UEM). Estructuras como los ligamentos vertebrales común anterior y posterior van en continuidad a lo largo de los UEM limitando sus movimientos. Las fracturas vertebrales que tienen lesión de los ligamentos son siempre inestables. Cuando se estudian instrumentaciones vertebrales deben estudiarse varios segmentos, no sólo por la biomecánica de la instrumentación, sino también por la sobrecarga que sufren otros segmentos cuando se artrodesa una UFE.

Aunque los estudios *in vitro* han proporcionado mucha información sobre movilidad y estabilidad raquídea, en el momento actual no existe una prueba diagnóstica exacta y precisa que permita conocer las lesiones óseas y ligamentosas en una inestabilidad como la que proporciona una fractura vertebral y, como consecuencia de ello, la elección del tratamiento adecuado que lleve a los mejores resultados. No sólo las lesiones ligamentosas pueden pasar desapercibidas, sino también las del disco intervertebral⁵⁹. Por ejemplo, un paciente puede que tenga signos neurológicos con una radiografía y RM normales (SCIWORA: *spinal cord injury without radiological abnormalities*); a pesar de que tales

pruebas son normales se considera que la columna vertebral es inestable debido a que ha sufrido un desplazamiento momentáneo y ha lesionado la médula⁶⁰.

Salvo en una fractura, en ninguna otra intervención se suele provocar inestabilidad tan compleja o se desconoce *a priori*. Por ejemplo, cuando para el tratamiento de una estenosis de canal lumbar se practica una laminectomía amplia con foraminectomía, extirpación de los recesos laterales e incluso lesión de las articulaciones facetarias se conoce que se ha producido una inestabilidad posterior sin que llegue a ser anterior; en este caso el componente de inestabilidad en rotación y cizallamiento es pequeño. En estos pacientes, además, la columna anterior y la media de Denis no sólo no están inestables, sino que suelen tener mayor estabilidad debido a la osificación del complejo discologamentoso por la artrosis que aparece con la edad. Aquí la estabilización debe ser posterolateral mediante un SAP.

En la columna cervical los principios biomecánicos de las fracturas son generalmente más simples. Habitualmente se aplica compresión sobre el injerto intersomático y neutralización con una placa, del mismo modo que se realiza con el injerto intersomático lumbar; esta placa, no obstante, dependiendo de la lordosis resultante, puede absorber la tracción anterior y permitir alguna compresión posterior (tirante). Los principios biomecánicos en las instrumentaciones cervicales posteriores son similares a lo expuesto a lo largo de este trabajo.

Es importante señalar que las bases biomecánicas contenidas en este trabajo están sometidas a discusión; así es la ciencia. Recientemente Mulholland⁶¹, al tratar de los SAP, cita el metaanálisis de Mardjetko⁶² sobre el uso de los SAP en la espondilolistesis, donde tras observar que los pacientes con descompresión y fusión sin fijación tenían una satisfacción del 90% frente al 86% de los que habían tenido fijación, concluía empero en «algo que todo el mundo puede leer» que «el resultado del metaanálisis soporta la impresión clínica de que en el tratamiento de la espondilolistesis lumbar degenerativa la fusión espinal aumenta la satisfacción del paciente y que la instrumentación facilita dicha fusión». Esta contradicción se suma al hecho de que si bien se ha venido asumiendo que la inmovilización que producen los SAP debe ser lo más rígida posible, actualmente se cree que es deseable un cierto grado de movilidad para fomentar la osteogénesis¹⁵, lo cual nos sumerge en una profunda incertidumbre.

BIBLIOGRAFÍA

1. Deyo RA, Cherkin D, Conrad D, Volinn E. Cost, controversy, crisis: low back pain and the health of the public. *Annu Rev Public Health*. 1991;12:141-56.
2. Burdorf A, Sorock G. Positive and negative evidence of risk factors for back disorders. *Scand J Work Environ Health*. 1997;23:243-56.
3. Statistic Canada. NPHS Public Use Microdata Documentation. Statistics Canada, 1995.
4. Kopec JA, Sayre EC, Esdaile JM. Predictors of Back Pain in a General Population Cohort. *Spine*. 2004; 29:70-8.
5. Sirera Verecher MJ, López Prats F. Estado clínico y funcional de los adultos con escoliosis idiopática no intervenida quirúrgicamente. *Rev Ortop Traumatol*. 2002;46:520-7.
6. Hernández Martínez A, Pellisé Urquiza F, Becerra Fontal JA, Rovira A, Bagó Granell J, Villanueva Leal C. Signos predictivos de dolor discógeno lumbar: correlación de la RM con la discografía. *Rev Ortop Traumatol*. 2002;46:528-33.
7. Nachemson AL. Failed Back Surgery Syndrome Is the Syndrome of the Failed Back Surgeon! En: Szpalski M, Gunzburg R, editors. *The Failed Spine*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.p. 213-22.
8. Heggeness MH, Doherty BJ. The trabecular anatomy of thoracolumbar vertebrae: Implications for burst fracture. *J Anat*. 1997;191:309-12.
9. Yaszemski MJ, White AA III, Panjabi MM. Biomechanics of the Spine. En: Fardon DF, Garfin SR, Abitbol JJ, Boden SD, Herkowitz HN, Mayer TG, editors. *Orthopaedic Knowledge Update. Spine 2*. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Rosemont: AAOS; 2002.p. 15-23.
10. Tender GC, Kutz S, Baratta R, Voorhies RM. Unilateral progressive alterations in the lumbar spine: a biomechanical study. *J Neurosurg Spine*. 2005;2:298-302.
11. Panjabi MM, Oxland TR, Lin RM, Mc Gowen TW. Thoracolumbar burst fracture: A biomechanical investigation of its multidirectional flexibility. *Spine*. 1994;19:578-85.
12. Frederickson BE, Edwards WT, Rauschning W, Bayley JC, Yuan HA. Vertebral burst fractures: An experimental morphologic, and radiographic study. *Spine*. 1992;17:1012-21.
13. Albert TJ, Levine MJ, An HS, Cotler JM, Baldestrom RA. Concomitant noncontiguous thoracolumbar and sacral fractures. *Spine*. 1993;18:1285-91.
14. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine*. 1983;8:817-31.
15. Hipp JA. Biomechanics of Thoracolumbar Fractures. En: Reitman CA, editor. *Management of Thoracolumbar Fractures*. American Academy of Orthopaedics Surgeons. Rosemont; 2004. p. 9-18.
16. Perren SM. The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). *Scientific background, design and application*. *Injury*. 1991;22 Suppl 1: 1-41.
17. Perren SM, Huggler A, Russenberger M, Straumann F, Muller FE, Algower M, et al. Cortical bone healing. *Acta Orthop Scand*. 1969;125 Suppl:3-63.
18. Wittner B, Holz U. Placas. En: Rüedi T, Murphy WM, Colton CL, Fernández Dell'Oca A, Holz U, Kellam JF, et al editors. *Principios de la AO en el tratamiento de las fracturas*. Barcelona: Masson; 2003. p. 169-230.
19. Wilcox RK, Boerger TO, Hall RM, Barton DC, Limb D, Dickson RA. Measurement of canal occlusion during the thoracolumbar burst fracture process. *J Biomech* 2002;35:381-4.
20. Katz JN. Lumbar spinal fusion. Surgical rates, costs and complications. *Spine*. 1995;20:78-S.
21. Goel VK, Pope MH. Biomechanics of fusion and stabilization. *Spine*. 1995;20:35S.
22. Goel VK, Panjabi MM, Kuroki H, Rengachary SS, McGowan D, Ebraheim N. *Spinal Instrumentation*. En: Herkowitz HN, Dvorak J, Bell G, Nordin M, Grob D, editors. *The Lumbar Spine*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2004. p. 59-84.
23. Dhawan R, Frederickson BE, Yuan HA. Implant alternatives in Surgical Management. En: Reitman CA, editor. *Management of Thoracolumbar Fractures*. Rosemont: AAOS; 2004. p. 15-23.

- ment of Thoracolumbar Fractures. American Academy of Orthopaedics Surgeons. Rosemont; 2004. p. 55-63.
24. González López JL, Soletto Martín FJ, López Valverde S, Navascués del Río JA, Cervera Bravo P. Resultados de la instrumentación Galveston-Luque en la escoliosis neuromuscular. *Rev Ortop Traumatol.* 2002;3:227-33.
 25. Okuyama K, Abe E, Suzuki T, Tamura Y, Chiba M, Sato K. Influence of bone mineral density on pedicle screw fixation: a study of pedicle screw fixation augmenting posterior lumbar interbody fusion in elderly patients. *Spine.* 2001;1:402-7.
 26. Lehman RA, Kuklo TR, O'Brien MF. Biomechanics of thoracic pedicle screw fixation. Part I – Screw biomechanics. *Semin Spine Surg.* 2002;14:8-15.
 27. Carlson GD, Abitbol JJ, Anderson DR, Krag MH, Kostuick JP, Woo SL, et al. Screw fixation in the human sacrum. An in Vitro study of the biomechanics of fixation. *Spine* 1992;17: S196-203.
 28. Pfeiffer M, Gilbertson LG, Goel VK, Griss P, Keller JC, Ryken TC, et al. Effect of specimen fixation method on pullout tests of pedicle screws. *Spine.* 1996;21:1037-44.
 29. Pfeiffer M, Hoffman H, Goel VK, Weinstein JN, Griss P. In vitro testing of a new transpedicular stabilization technique. *Eur Spine.* 1997;6:249.
 30. Mc Kinley TO, Mc Lain RF, Yerby SA, Sarigal-Klejin N, Smith TS. The effect of pedicle morphometry on pedicle screw loading in a synthetic model. *Spine.* 1997;22:246-52.
 31. Choi W, Lee S, Woo KJ, Lim S. Assessment of pullout strengths of various pedicle screw designs in relation to the changes in the bone mineral density. Dallas, Texas: 48th Annual Meeting of the Orthopedic Research Society; 2002. p. 10-3.
 32. Caglar YS, Torun F, Pait TG, Hogue W, Bozkurt M, Ozgen S. Biomechanical comparison of inside-outside screws, cables, and regular screws, using a sawbone models. *Neurosurg Rev.* 2005;28:53-8.
 33. Abshire BB, Mc lain RF, Valderbitt A, Kambic HE. Characteristics of pull out failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back out. *Spine J.* 2001;1:408-14.
 34. Lehmann TR, Spratt KF, Tozzi JE, Weinstein TN, Reinartz SJ, el-Khoury GY, et al. Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients. *Spine.* 1987;12:97-104.
 35. Carbone JJ, Tortolani PJ, Quartararo LG. Fluoroscopically Assisted Pedicle Screw Fixation for Thoracic and Thoracolumbar Injuries. Technique and Short-Term Complications. *Spine.* 2003;28:91-7.
 36. Katonis P, Christoforakis J, Kontakis G, Aligizakis AC, Papadopoulos C, Sapkas G, et al. Complications and problems related to pedicle screw fixation of the spine. *Clin Orthop.* 2003;411:86-94.
 37. Beguiristain Gurrpide JL, Berjano Coquillat P, Alfonso Olmos M, Zubieta Zárraga JL, Villas Tomé C. Valoración por tomografía axial computarizada de la posición de tornillos pediculares en raquis lumbosacro. *Rev Ortop Traumatol.* 2001; 2:106-13.
 38. Steinmann JW, Herkowitz HN. Pseudarthrosis of the spine. *Clin Orthop.* 1992;284:80-90.
 39. Rapoff AJ, Ghanayem AJ, Zdeblick TA. Biomechanical comparison of posterior lumbar interbody fusion cages. *Spine.* 1997;22:2375.
 40. Kettler A, Wilke HJ, Dietl R, Krammer M, Lumenta C, Claes L. Stabilizing effect of posterior lumbar interbody fusion cages before and after cycling loading. *J Neurosurg.* 2000; 92 Suppl:87-92.
 41. Lund T, Oxland TR, Jost B, Cripton P, Grassmann S, Etter C, et al. Interbody cage stabilisation in the lumbar spine: biomechanical evaluation of cage design, posterior instrumentation and bone density. *J Bone Joint Surg Br.* 1998;80B:351-9.
 42. Triviño López A, Romo Contreras I, Rubio González A, García García J, Hernández Vaquero D. Artrodesis intersomática lumbar mediante cajas intersomáticas expansivas. *Rev Ortop Traumatol.* 2002;1:42-6.
 43. Kai Y, Oyama M, Morooka M. Posterior lumbar interbody fusion using local facet joint autograft and pedicle screw fixation. *Spine.* 2004; 29:41-6.
 44. Kim SM, Lim TJ, Paterno J, Park J, Kim DH. Biomechanical comparison: stability of lateral-approach anterior lumbar interbody fusion and lateral fixation compared with anterior-approach anterior lumbar interbody and posterior fixation in the lower lumbar spine. *J Neurosurg Spine.* 2005;2:62-8.
 45. Atienza Vicente CM, Prat Pastor JM, Peris Serra JL, Comín Clavijo M, Molla Domenech F, Gómez Pérez A. Estudio biomecánico de cuatro sistemas de fijación y del uso de injerto anterior en un modelo de elementos finitos de la columna lumbar. *Rev Ortop Traumatol.* 2002;46:542-50.
 46. Sendino Revuelta M, De Frías González M, Cobo Soriano J, Álvarez Sala F, Atienza Blanco I, Cimarra Díaz I, et al. La instrumentación de Kaneda en la estabilización vertebral anterior. *Rev Ortop Traumatol.* 2002;3:234-9.
 47. Lagragna NA, Harten RD, Lin DC, Reiter MF, Lee CK. Acute thoracolumbar burst fractures: A new view of loading mechanism. *Spine.* 2002;27:498-508.
 48. Gaitanis IN, Carandang G, Phillips FM, Magovern B, Ghanayem AJ, Voronov LI, et al. Restoring geometric and loading alignment of the thoracic spine with a vertebral compression fracture: effects of balloon (bone tamp) inflation and spinal extension. *Spine J.* 2005;5:45-54.
 49. Hsu JM, Joseph T, Ellis AM. Thoracolumbar fracture in blunt trauma patients: Guidelines for diagnosis and imaging. *Injury.* 2003;34:426-33.
 50. Panjabi MM, Krag MH, Dimmet JC, Walter SD, Brand RA. Thoracic spine centers of rotation in the sagittal plane. *J Orthop Res.* 1984;1:387-94.
 51. Oda I, Abumi K, Cunningham BW, Kaneda K, Mc Afee PC. An in vitro human cadaveric study investigating the biomechanical properties of the thoracic spine. *Spine.* 2002;27:E64-E70.
 52. Takeuchi T, Abumi K, Shono Y, Oda I, Kaneda K. Biomechanical role of the intervertebral disc and costovertebral joint in stability of the thoracic spine: A canine model study. *Spine.* 1999;24:1414-20.
 53. Oda I, Abumi K, Lu D, Shono Y, Kaneda K. Biomechanical role of the posterior elements, costovertebral joints, and rib cage in the stability of the thoracic spine. *Spine.* 1996; 21:1423-9.
 54. Jorgensen MJ, Marras WS, Smith FW, Pope MH. Sagittal plane moment arms of the female lumbar region rectus abdominis in an upright neutral torso posture. *Clin Biomech.* 2005; 20:242-6.
 55. Yoganadan N, Maiman DJ, Pintar FA, Bennett GJ, Larson SL. Biomechanical effects of laminectomy on thoracic spine stability. *Neurosurgery.* 1993;32:604-10.
 56. Lindsey RW, Dick W, Nunchuck S, Zach G. Residual intersegmental spinal mobility following limited pedicle fixation of thoracolumbar spine fractures with the fixateur interne. *Spine.* 1993;18:474-8.
 57. Bastian L, Lange U, Knop C, Tusch G, Blauth M. Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: A biomechanical study. *Eur Spine J.* 2001; 10:295-300.
 58. Hunter LY, Braunstein EM, Bailey RW. Radiographic changes following anterior cervical fusion. *Spine.* 1980;5:399-401.
 59. Wang JL, Panjabi MM, Kato Y, Nguyen C, Nguyen C. Radiography cannot examine disc injuries secondary to burst

- fracture: Quantitative discomanometry validation. *Spine*. 2002;27:235-40.
60. Kothari P, Freeman B, Grevitt M, Kerslake R. Injury to the spinal cord without radiological abnormality (SCIWORA) in adults. *J Bone Joint Surg Br*. 2000;82B:1034-7.
 61. Mulholland RC. Misuse of Implants and Devices in Spinal Surgery. En: Szpalski M, Gunzburg R, editors. *The Failed Spine*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005. p. 57-63.
 62. Mardjetko SM, Connolly PJ, Shott S. Degenerative lumbar spondylolisthesis. A meta-analysis of the literature 1970-1993. *Spine*. 1994;20S: 2256-61.

Conflicto de intereses. El autor no ha recibido ayuda económica para la realización de este trabajo. Tampoco ha firmado ningún acuerdo por el que vaya a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial por la realización de este trabajo. Por otra parte ninguna entidad ha pagado ni pagará a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que esté afiliado.